

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE  
DO PORTO  
INSTITUTO POLITÉCNICO DO PORTO

Rute Liliana Ferreira Alves

**Avaliação da posição ortostática em plataforma de  
forças de dois indivíduos com acidente vascular  
encefálico antes e após uma intervenção baseado  
no conceito do *Bobath***

Dissertação submetida à Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia - Área de especialização Neurologia, realizada sob a orientação científica da Mestre Augusta Silva, Professora da Área Científica de Fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

Vila Nova de Gaia, Outubro de 2011

## **Agradecimentos**

A concretização deste estudo, apesar do carácter individual, só foi possível devido ao conhecimento, apoio e incentivo de várias pessoas, para todas, deixo o meu sincero agradecimento:

À Mestre Augusta Silva, orientadora deste estudo, pela prontidão e detalhe do conhecimento partilhado, pelas anotações de carácter científico e pelo tempo disponibilizado em favor do presente estudo.

Ao Mestre e amigo Daniel Costa, pela ajuda fenomenal, pela total disponibilidade manifestada, pelos conhecimentos transmitidos e pelas sugestões e indicações ao longo de todo o estudo, mais evidentes na metodologia, pelo seu elevado rigor.

Ao meu irmão e aluno do 3º ano de Engenharia Aeronáutica, pelo tempo disponibilizado na interpretação e discussão dos resultados.

Ao Professor Doutor Rubim Santos, docente da ESTSP, pela disponibilidade mostrada ao longo da recolha e tratamento dos dados.

À Mestre e amiga Sónia Rodrigues, pela sua ajuda, disponibilidade e incentivo transmitido ao longo de todo o estudo.

À Doutora Catarina Branco, Directora do Serviço de Medicina Física e Reabilitação do Hospital S. Sebastião, por ter permitido a execução deste estudo.

Aos participantes nos estudos de caso, pela disponibilidade em participarem no estudo.

Ao meu marido e pais pelo apoio incondicional e motivação de todos os dias.

Por fim, agradeço a todos que de alguma forma contribuíram para a realização deste estudo e não se encontram aqui citados.



*Talvez seja este, o pequeno passo, no longo caminho, para compreender a postura e o controlo postural, aceitando que existe diversidade e instabilidade. Talvez seja esta a beleza da vida.*

# Índice

Lista de Abreviações Utilizadas .....	VI
Resumo .....	VII
Abstract.....	IX
I. Introdução.....	1
II. Metodologia.....	4
Desenho de estudo .....	4
Participante.....	4
Instrumentos e Materiais .....	5
III. Procedimentos .....	8
Avaliação .....	8
Intervenção .....	10
Ética.....	13
IV. Resultados.....	14
V. Discussão .....	22
VI. Conclusão .....	28
VII. Bibliografia.....	29
VIII. Anexos.....	31
Anexo A.....	32
Anexo B.....	35
Anexo C.....	71
Anexo D.....	101

## **Índice de tabelas e figuras:**

Tabela I – Caracterização dos participantes quanto ao género (M-Masculino; F-Feminino), idade (anos), área de lesão do SNC e tempo de evolução (meses) – PAG. 5

Tabela II – Principal problema e hipótese de trabalho para o participante A e B no momento inicial ( $M_0$ ) – PAG. 11

Tabela III – Plano de intervenção realizada nos diferentes momentos de avaliação ( $M_0$  e  $M_1$ ) no participante A – PAG. 12

Tabela IV – Plano de intervenção realizada nos diferentes momentos de avaliação ( $M_0$  e  $M_1$ ) no participante B – PAG. 12

Tabela V – Registo observacional, dos componentes do movimento, no conjunto postural sentado e ortostático, para os 2 participantes, em ambos os momentos – PAG. 14

Tabela VI – Resultados das escalas/ testes aplicados aos dois participantes, em ambos os momentos de avaliação. – PAG. 17

Tabela VII – Resultado da CIF, das funções e actividades e participação em ambos os participantes. – PAG. 18

Tabela VIII – Resultado da área de deslocamento do CP ( $\text{cm}^2$ ), na condição de avaliação “olhos abertos - calçado” e “olhos abertos - descalço”, em  $M_0$  e  $M_1$  nos dois participantes. – PAG. 19

Tabela IX - Resultado da área de deslocamento do CP ( $\text{cm}^2$ ), na condição de avaliação, “olhos fechados - calçado” e “olhos fechados - descalço”, em  $M_0$  e  $M_1$  nos dois participantes – PAG. 20

Tabela X – Resultado do desvio padrão, na posição a – p (cm), para todas as condições de avaliação. – PAG. 20

Tabela XI - Resultado do desvio padrão, na posição m - l (cm), para todas as condições de avaliação – PAG. 21

Tabela 1 - Resultado da velocidade de deslocamento do CP, na posição a – p (cm/s), para todas as condições de avaliação. – PAG. 21

Tabela 2 - Resultado da velocidade de deslocamento do CP, na posição m - l (cm/s), para todas as condições de avaliação. – PAG. 22

Figura I – Plataforma de forças utilizada para a análise biomecânica do controlo postural – PAG. 8

Figura I- Resultado da avaliação da base de suporte nos dois participantes – PAG. 19

## **Lista de Abreviações Utilizadas**

**A – p** – antero - posterior

**AVE** – Acidente Vascular Encefálico

**AVD's** – Actividades da vida diária

**CEMAH** – Centro de estudos do movimento e actividade humana

**CIF** – Classificação Internacional da Funcionalidade

**CP** – Centro de pressão

**EB** – Escala de *Berg*

**F<sub>y</sub>** – Força aplicada no eixo médio - lateral

**F<sub>x</sub>** – Força aplicada no eixo antero - posterior

**F<sub>z</sub>** – Força aplicada na vertical

**IBM** – Índice de *barthel* modificado

**ICC** – Coeficiente de correlação intra-classe

**M – l** – Médio - lateral

**M0** – Momento de início do plano de intervenção

**M1** – Momento após o plano de intervenção

**M<sub>y</sub>** – Momento da força na direcção médio - lateral

**M<sub>x</sub>** – Momento da força na direcção antero - posterior

**M<sub>z</sub>** – Momento da força vertical

**MMSE** – *Mini Mental State Examination*

**MSD** – Membro superior direito

**MID** – Membro inferior direito

**PASS** – *Postural Assessment for Stroke Scale*

**PF** – Plataforma de forças

**SNC** – Sistema Nervoso Central

## Resumo

**Introdução:** O acidente vascular encefálico (AVE) é uma importante e frequente condição de saúde que se repercute na funcionalidade do indivíduo. No sentido de reabilitar a função perdida, é comum o recurso a intervenções de fisioterapia baseado o conceito de *Bobath*. Como tal, importa verificar, as modificações no âmbito do controlo postural, através da migração do centro de pressão na base de suporte, face à aplicação de uma intervenção segundo abordagem baseada no conceito de *Bobath* em dois indivíduos com AVE.

**Métodos e participantes:** Foram recrutados dois indivíduos com diagnóstico de AVE num hospital da zona do grande Porto. Dados referentes ao equilíbrio estático na condição de medição “olhos abertos ou fechados” e “calçado ou descalço” foram obtidos através de plataforma de forças, antes e após uma intervenção baseado no conceito de *Bobath* durante 13 semanas ( $M_0$  e  $M_1$ ). Nestes dois momentos foram ainda avaliados a mobilidade, função cognitiva, participação, equilíbrio através do teste Timed Up & Go (TUG) e Timed Up & Go Modificado (TUGM), e das escalas Mini Mental State Examination (MMSE), *Postural Assessment for Stroke Scale* (PASS), Escala de *Berg* (EB) e Índice de Barthel Modificado (IBM).

**Resultados:** Os participantes obtiveram em ambos os momentos pontuação máxima no MMSE. Ambos os indivíduos atingiram o valor máximo no IBM em  $M_1$  ( $M_0$ : A: 78; B: 65). Ambos os indivíduos aumentaram o *score* entre  $M_0$  e  $M_1$ , relativamente ao PASS (A:  $M_0$ :21;  $M_1$ :33; B:  $M_0$ : 26;  $M_1$ :34) e EB (A:  $M_0$ :48;  $M_1$ :54; B:  $M_0$ : 30;  $M_1$ :50). O tempo de realização do TUG e do TUGM diminuíram entre momentos em ambos os indivíduos (respectivamente: A: 15"13" a 13"27"; B: 24"13" a 13"88" e A: 19"08" a 13"27"; B: 29"60" a 17"64"). A área de deslocação do centro de pressão (CP) variou entre momentos em todas as condições de avaliação, sendo menor na condição “olhos abertos e descalço” em ambos os participantes (“olhos abertos e calçado”: A:  $M_0$ = 1,364,  $M_1$ =2,796; B:  $M_0$ =1,892,  $M_1$ =2,979; “olhos abertos e descalço”: A:  $M_0$ = 0,758,  $M_1$ =0,727; B:  $M_0$ =3,064,  $M_1$ =1,952; “olhos fechados e calçado”: A:  $M_0$ = 2,360,  $M_1$ =2,998; B:  $M_0$ =2,232,  $M_1$ = 4,392; “olhos fechados e descalço”: A:  $M_0$ = 1,347,  $M_1$ =2,388; B:  $M_0$ =1,652,  $M_1$ = 1,016). O desvio padrão das deslocações antero-posteriores variou entre momentos, sendo tendencialmente maior em  $M_1$  e na condição

“descalço e olhos abertos”(“olhos abertos e calçado”: A:  $M_0=0,201$ ,  $M_1=0,500$ ; B:  $M_0=0,252$ ,  $M_1=0,310$ ; “olhos abertos e descalço”: A:  $M_0=0,118$ ,  $M_1=0,165$ ; B:  $M_0=0,282$ ,  $M_1=0,276$ ; “olhos fechados e calçado”: A:  $M_0=0,308$ ,  $M_1=0,398$ ; B:  $M_0=0,274$ ,  $M_1=0,471$ ; “olhos fechados e descalço”: A:  $M_0=0,158$ ,  $M_1=0,373$ ; B:  $M_0=0,230$ ,  $M_1=0,172$ ), o desvio padrão das deslocações médio-lateral seguem a mesma tendência (“olhos abertos e calçado”: A:  $M_0=0,370$ ,  $M_1=0,473$ ; B:  $M_0=0,454$ ,  $M_1=0,517$ ; “olhos abertos e descalço”: A:  $M_0=0,354$ ,  $M_1=0,236$ ; B:  $M_0=0,584$ ,  $M_1=0,381$ ; “olhos fechados e calçado”: A:  $M_0=0,425$ ,  $M_1=0,463$ ; B:  $M_0=0,462$ ,  $M_1=0,583$ ; “olhos fechados e descalço”: A:  $M_0=0,475$ ,  $M_1=0,416$ ; B:  $M_0=0,389$ ,  $M_1=0,342$ ). A velocidade de oscilação na direcção antero – posterior variou entre momentos, sendo tendencialmente menor em  $M_1$ , em ambos os participantes e em todas as condições de avaliação: “olhos abertos e calçado”: A:  $M_0=0,886$ ,  $M_1=0,532$ ; B:  $M_0=2,507$ ,  $M_1=0,072$ ; “olhos abertos e descalço”: A:  $M_0=2,562$ ,  $M_1=3,815$ ; B:  $M_0=4,367$ ,  $M_1=0,262$ ; “olhos fechados e calçado”: A:  $M_0=2,689$ ,  $M_1=1,757$ ; B:  $M_0=2,821$ ,  $M_1=0,769$ ; “olhos fechados e descalço”: A:  $M_0=2,984$ ,  $M_1=2,525$ ; B:  $M_0=4,100$ ,  $M_1=0,265$ ), a velocidade de oscilação na direcção médio – lateral seguem a mesma tendência para as condições de “olhos abertos e calçado”: A:  $M_0=6,524$ ,  $M_1=6,218$ ; B:  $M_0=0,467$ ,  $M_1=0,404$ ; “olhos fechados e calçado”: A:  $M_0=6,387$ ,  $M_1=1,927$ ; B:  $M_0=0,351$ ,  $M_1=0,505$ ; mas a velocidade de oscilação aumenta para as condições de “olhos abertos e descalço”: A:  $M_0=3,108$ ,  $M_1=7,806$ ; B:  $M_0=1,150$ ,  $M_1=8,054$ ; “olhos fechados e descalço”: A:  $M_0=3,444$ ,  $M_1=3,839$ ; B:  $M_0=1,434$ ,  $M_1=7,891$ ).

**Conclusão:** Entre os dois momentos os indivíduos melhoraram a sua mobilidade, equilíbrio, participação e actividades, potencialmente devido à intervenção baseado no conceito de *Bobath*.

**Palavras-Chave:** Acidente Vascular Encefálico; Conceito de *Bobath*; Controlo Postural; Plataforma de Forças; Centro de Pressão.



## Abstract

**Introduction:** Stroke is an important and frequent health event, with an impact on patient's functionality. Aiming the rehabilitation of lost function, interventions using the *Bobath* concept are common. As such, it's important to know the modifications in postural control, assessed by the motion of center of pressure in a pressure platform, before and after an intervention based on *Bobath* Concept in two individuals with stroke.

**Methods and participants:** two stroke patients were recruited in a hospital from the Oporto Region. Balance results were measured in a pressure platform in different conditions (eyes open and closed, barefooted and with shoes ) in two moments, after (M1) and before (M0) an intervention based on *Bobath* concept (13 weeks). In these two moments were also used the Timed Up & Go (TUG) and the Modified Timed Up & Go (TUGM), Mini Mental state Examination (MMSE), Postural Assessment for Stroke Score (Pass), Berg Scale (BS) and Barthel Index (BI).

**Results:** Both individuals obtained maximal score on the MMSE in both moments of evaluation. Both individual scored the maximal score in BI in M<sub>1</sub> ((M<sub>0</sub>: A: 78; B: 65). Both individuals raised their score between M<sub>0</sub> and M<sub>1</sub> in the PASS (A: M<sub>0</sub>:21; M<sub>1</sub>:33; B: M<sub>0</sub>: 26; M<sub>1</sub>:34) and Berg (A: M<sub>0</sub>:48; M<sub>1</sub>:54; B: M<sub>0</sub>: 30; M<sub>1</sub>:50). ). TUG and TUGM decreased in both individuals in M<sub>1</sub> (respectively: A: 15"13" a 13"27"; B: 24"13" a 13"88" e A: 19"08" a 13"27"; B: 29"60" a 17"64"). The center of pressure area of displacement changed between moments and between condition measures, being smaller in the eyes open barefoot condition (eyes open with shoes: A: M<sub>0</sub>= 1,364, M<sub>1</sub>=2,796; B: M<sub>0</sub>=1,892, M<sub>1</sub>=2,979; eyes open barefoot: A: M<sub>0</sub>= 0,758, M<sub>1</sub>=0,727; B: M<sub>0</sub>=3,064, M<sub>1</sub>=1,952; eyes closed with shoes: A: M<sub>0</sub>= 2,360, M<sub>1</sub>=2,998; B: M<sub>0</sub>=2,232, M<sub>1</sub>= 4,392; eyes closed barefoot: A: M<sub>0</sub>= 1,347, M<sub>1</sub>=2,388; B: M<sub>0</sub>=1,652, M<sub>1</sub>= 1,016). The standard deviation of the anterior posterior displacement changed between moments, being slightly higher in M<sub>1</sub> and in the barefoot eyes open condition (eyes opens with shoes: A: M<sub>0</sub>= 0,201, M<sub>1</sub>=0,500; B: M<sub>0</sub>=0,252, M<sub>1</sub>=0,310; eyes open barefoot: A: M<sub>0</sub>= 0,118, M<sub>1</sub>=0,165; B: M<sub>0</sub>=0,282, M<sub>1</sub>=0,276; eyes closed with shoes: A: M<sub>0</sub>= 0,308, M<sub>1</sub>=0,398; B: M<sub>0</sub>=0,274, M<sub>1</sub>= 0,471; eyes closed barefoot: A: M<sub>0</sub>= 0,158 , M<sub>1</sub>=0,373; B: M<sub>0</sub>=0,230, M<sub>1</sub>= 0,172). The standard deviation of the lateral medial

displacement changed between moments, being similar to those from the anterior posterior displacement (eyes open with shoes: A:  $M_0=0,370$  ,  $M_1=0,473$ ; B:  $M_0=0,454$ ,  $M_1=0,517$ ; eyes open barefoot: A:  $M_0=0,354$ ,  $M_1=0,236$  ; B:  $M_0=0,584$ ,  $M_1=0,381$ ; eyes closed with shoes: A:  $M_0=0,425$ ,  $M_1=0,463$ ; B:  $M_0=0,462$ ,  $M_1=0,583$ ; eyes closed barefoot: A:  $M_0=0,475$ ,  $M_1=0,416$ ; B:  $M_0=0,389$ ,  $M_1=0,342$  ). The velocity of the anterior-posterior shift changed between moments, being slightly lower in M1 in both individuals and all measurement conditions (eyes open with shoes: A:  $M_0=0,886$  ,  $M_1=0,532$ ; B:  $M_0=2,507$ ,  $M_1=0,072$ ; eyes open and barefoot: A:  $M_0=2,562$ ,  $M_1=3,815$  ; B:  $M_0=4,367$ ,  $M_1=0,262$ ; eyes closed with shoes: A:  $M_0=2,689$ ,  $M_1=1,757$ ; B:  $M_0=2,821$ ,  $M_1=0,769$ ; eyes closed barefoot: A:  $M_0=2,984$ ,  $M_1=2,525$ ; B:  $M_0=4,100$ ,  $M_1=0,265$ ). The velocity of the lateral-medial shift changed between moments being similar to those from the anterior posterior displacement in the measure condition eyes open with shoes, but, being higher in all other conditions (eyes open with shoes: A:  $M_0=6,524$  ,  $M_1=6,218$ ; B:  $M_0=0,467$ ,  $M_1=0,404$  eyes closed with shoes: A:  $M_0=6,387$ ,  $M_1=1,927$ ; B:  $M_0=0,351$ ,  $M_1=0,505$ ; eyes open barefoot: A:  $M_0=3,108$ ,  $M_1=7,806$  ; B:  $M_0=1,150$ ,  $M_1=8,054$ ; eyes closed and barefoot: A:  $M_0=3,444$ ,  $M_1=3,839$ ; B:  $M_0=1,434$ ,  $M_1=7,891$ ).

**Conclusion:** between moments, both individuals improved their mobility, balance, activities and participation, due eventually to the intervention based on *Bobath* concept

**Key-Words:** Stroke; *Bobath* Concept; Postural Control; Pressure Platform; Center of Pressure.

## I. Introdução

O movimento é um fenómeno complexo, que integra, em grande medida, a interacção entre as características individuais e motivação de quem o executa, a tarefa que lhe é exigida e o ambiente em que a mesma é realizada, é um elemento estruturante da nossa relação com o meio e com o próprio ser. (Barela J, 2000; Shumway-Cook et al, 2007; Raine S et al, 2009)

A mudança de segmentos corporais, dirigida a um objectivo ou tarefa, requer uma preparação prévia e continuada no tempo, ajustando os mesmos às subtis variações, quer internas quer externas, que a mudança de uma posição de equilíbrio requer. Supervisionando este processo delicado encontra-se o Sistema Nervoso Central (SNC). (Shumway-Cook et al, 2007; Raine S et al, 2009)

De facto, o SNC, possui a dupla função de comando e controlo, sustentando-se na informação que recebe do meio e com a produção de um controlo motor adequado à realização da tarefa, no ambiente específico. (Shumway-Cook et al, 2007)

Como o movimento, a acção do SNC, não acontece isoladamente. Esta acção sustenta-se na habilidade e condições dos restantes sistemas em lhe providenciarem informações e respostas adequadas aos seus comandos. Simultaneamente, é na aquisição de experiências e na evolução contínua e adaptativa, ao longo da vida do indivíduo, que o SNC vai adquirindo as estratégias que lhe possibilitam comandar e controlar o movimento. (Barela J, 2000; Junior P e Barela J, 2006; Mochizuki L e Amadio A, 2006)

A compreensão da complexidade do SNC e das funções que lhe são atribuídas, ajudam a compreender, o quão importante e limitativas podem ser as suas lesões. (Lundy-Ekman L, 2008)

O Acidente Vascular Encefálico (AVE), exemplo de uma das lesões mais frequentes do SNC, implicará impactos mais ou menos profundos nas capacidades do indivíduo. Tendo em conta o seu papel, tal lesão terá um impacto verificável em todos os componentes de realização de movimento, sejam aqueles que se ajustam para garantir a estabilidade do corpo, face às forças externas e internas que estão a ser

aplicadas, quer aqueles que se movimentam em direcção ao objectivo ou à tarefa. (Lundy-Ekman L, 2008; Meneghetti C et al, 2009)

Uma das tarefas mais fundamentais ao indivíduo, é a capacidade de assumir e manter a postura ortostática, controlando o seu Centro de Pressão (CP) dentro dos limites de estabilidade. Este constitui um excelente e padronizável exemplo da expressão das habilidades e potenciais limitações do SNC. O indivíduo que não consegue manter esta posição, terá dificuldades acrescidas na realização de tarefas dinâmicas que lhe sejam subsequentes. (Memin B et al, 1992; Duarte M, 2000)

A posição ortostática, requer um delicado equilíbrio e controlo motor, fundamentado na correcta integração de diversas aferências, e na correcta sequenciação de respostas antecipatórias e reactivas, de modo a controlar o CP nos limites de estabilidade. Lesões do SNC que comprometam a sua capacidade, em integrar informações e produzir respostas adequadas, terão então impacto na capacidade de realizar essa tarefa. (Duarte M, 2000; Zatsiorsky V, 2002; Raine S et al, 2009)

A observação rigorosa do comportamento das deslocações do CP dentro dos limites da base de suporte, poderá indiciar uma medida de quão bem o SNC consegue receber, integrar a aferência e modificar o controlo motor, ou seja, manter um controlo postural sobre todos os segmentos do corpo. Uma das ferramentas mais referenciadas para verificar esta deslocação é a Plataforma de Forças (PF). (Oliveira F et al, 1996; Zatsiorsky V e Duarte M, 2000; Duarte M e Freitas S, 2010)

Adicionalmente, compreendendo este mecanismo de controlo, percebe-se que o SNC necessita de experiências diversificadas e de qualidade para produzir as respostas que conduzirão ao controlo postural. A intervenção baseada no conceito de *Bobath* poderá ser uma estratégia válida para reabilitar o indivíduo que sofreu esta lesão no SNC. Podendo utilizar-se objectivamente a medida descrita no parágrafo anterior para verificar modificações positivas traduzíveis em ganhos funcionais. (Raine S et al, 2009)

De facto, após AVE existe ainda a capacidade de o SNC, se adaptar a essa nova condição, reorganizando a sua dinâmica funcional. As áreas corticais adjacentes à lesão tem a habilidade de modificar a sua actividade, restaurar ligações danificadas e/ou formar novas conexões, de acordo com a experiência sensorial e motora que o individuo vai recolhendo. Quanto mais precisa for a reorganização das conexões restauradas (por

qualquer meio), mais eficiente será a restituição da função. O conceito de *Bobath*, interage sobre esta reorganização funcional através da modificação das experiências que o indivíduo vivencia. (Paci M, 2003, Maulden S et al, 2005, Raine S et al, 2009)

Logo, o objectivo principal do estudo é verificar as modificações no âmbito do controlo postural, através da migração do centro de pressão na base de suporte, face à aplicação de uma intervenção segundo a abordagem baseada no conceito de *Bobath*, em dois indivíduos com AVE. Pretende-se também verificar as repercussões no equilíbrio e funcionalidade dos participantes.

## **II. Metodologia**

### **Desenho de estudo**

Estudo de série de casos.

### **Participante**

Foi realizado um relato de dois casos de participantes com AVE, submetidos a um programa de intervenção, baseado no conceito de *Bobath*, avaliando os participantes no momento inicial ( $M_0$ ) e após intervenção ( $M_1$ ). Entre esses dois momentos decorreram 13 semanas.

Os participantes foram seleccionados entre a população alvo, internada no Serviço de Medicina do Hospital S. Sebastião, no período compreendido entre 1/11/2009 e 30/12/2009.

O processo de selecção baseou-se na consulta diária dos processos clínicos da unidade de Neurologia, que compõe o Serviço de Medicina do Hospital S. Sebastião. Foram admitidos no estudo, os indivíduos acometidos por um primeiro AVE, com necessidade de internamento, com sequelas motoras resultantes de uma lesão no território da Artéria Cerebral Média, com duração inferior a 3 meses. Não foram admitidos no estudo indivíduos que apresentassem défices cognitivos, patologias osteoarticulares (fracturas, deformidades, amputações), doenças crónicas severas ou lesões neurológicas prévias.

No período considerado, foram encontrados dois casos que obedeciam aos critérios, tendo sido admitidos a participar no estudo. A tabela I sumaria as características dos participantes encontrados.

**Tabela I** – Caracterização dos participantes quanto ao género (M-Masculino; F-Feminino), idade (anos), área de lesão do SNC e tempo de evolução (meses)

	Género	Idade	Área de lesão	Tempo de Evolução
Participante A	M	54	Lesão isquémica-núcleo-capsulo-radiária esquerda	2,5 meses
Participante B	F	62	Lesão isquémica-núcleo-capsular e Subcortical fronto-calosa esquerda	1 mês

## Instrumentos e Materiais

Para a avaliação dos participantes em ambiente clínico, foram levantadas informações, acerca da sua história clínica (tempo após instalação dos défices; exame neurológico na urgência; tempo de internamento; antecedentes; exames complementares de diagnóstico e medicação actual), bem como questões relativas ao seu nível funcional antes da lesão, às suas actividades, interesses e personalidade.

No decorrer deste estudo procedeu-se à utilização de escalas/testes, no acompanhamento da evolução do quadro clínico dos participantes.

As escalas utilizadas pretenderam avaliar multidimensionalmente o participante, com destaque para a sua função motora incluindo mobilidade e equilíbrio, actividades e participação, comunicação e funções superiores.

A avaliação das funções superiores e capacidade de comunicação foi efectuada através da utilização do *Mini Mental State Examination* (MMSE).

A MMSE, é uma das escalas utilizadas como instrumento de medida do nível cognitivo dos utentes. É uma escala que pode ser aplicada facilmente e em pouco tempo. Este instrumento foi desenvolvido por Folstein e colaboradores em 1975, encontrando-se validada para a população Portuguesa. A escala é composta por 19 itens, os itens avaliam globalmente o estado cognitivo do indivíduo através da avaliação parcial da orientação temporal e espacial, o registo, a atenção e cálculo, a memória a curto prazo, a linguagem e a construção visual. O *score* total pode variar entre 0 e 30, sendo que a pontuação igual ou inferior a 23/24 é indicativa de disfunção cognitiva.

Para quantificação da disfunção um *score* entre 18 e 23 representa uma disfunção cognitiva ligeira a moderada, quando o *score* é inferior a 17 classifica-se a disfunção cognitiva como severa. (Folstein M et al, 1975, Guerreiro M et al, 1994)

Para avaliação das funções motoras / actividades da vida diária do participante foi utilizado o Índice de *Barthel* Modificado (IBM), através da aplicação desta escala foi possível valorizar mais adequadamente a capacidade funcional do participante. O IBM permite uma avaliação rápida ao nível da autonomia pessoal e da mobilidade, subdividindo-se em vários tópicos nomeadamente relacionados com as actividades da vida diária (AVDs). Tem uma fiabilidade intra-sujeito excelente, segundo os critérios de Fleiss (1986), com um coeficiente de correlação intra - classe (ICC) de 0,95. A pontuação pode variar entre 0 e 100 pontos, as tarefas correspondendo ao nível de autonomia pessoal tem uma pontuação total possível de 53, as tarefas correspondentes ao nível de mobilidade tem uma pontuação total de 47. Relativamente à interpretação da escala, resultados entre 0-20 o indivíduo apresenta uma dependência total, entre 21-60 dependência severa, entre 61-90 dependência moderada, entre 91-99 dependência ligeira e 100 apresenta independência. (Fleiss J, 1986; Caneda M et al, 2006)

Para avaliar posturalmente os participantes, foi utilizada uma escala de avaliação postural para indivíduos com sequelas de AVE, *Postural Assessment for Stroke Scale* (PASS). A escala tem como o objectivo avaliar e monitorizar o controlo postural em indivíduos com AVE que se encontrem num estágio agudo, através da avaliação da capacidade de manutenção de um dado conjunto postural, na posição de deitado, sentado ou de pé e a capacidade de garantir o equilíbrio aquando das mudanças de conjunto postural. Esta escala é composta por 12 itens que avaliam a capacidade do indivíduo para manter ou alterar uma dada postura. A escala demonstrou ser válida, consistente (alfa de cronbach de 0,968) e reprodutível intra-observador ( $r=0,992$ ). (Vieira C et al, 2008)

Relativamente à avaliação das capacidades motoras foi também aplicado um teste, com o objectivo de avaliar a mobilidade e o equilíbrio – *Timed Up & Go* e *Timed Up & Go* Modificada. É uma teste de fácil utilização, que quantifica em segundos a mobilidade funcional através do tempo que o participante realiza a tarefa. O teste é válido e fiável, apresentando um ICC inter-observadores e intra-observadores de 0,99. A realização do teste mede em quantos segundos o participante levanta de uma cadeira



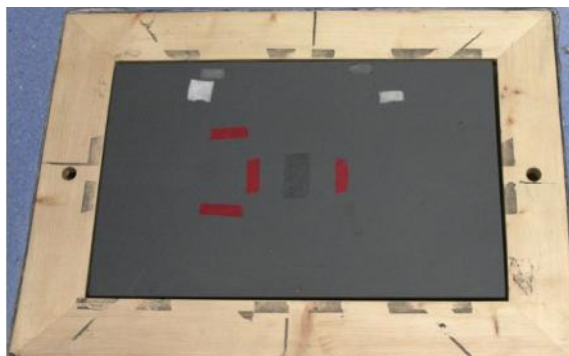
padronizada com apoio de braços, caminha 3 metros, vira e volta à cadeira e senta-se novamente, a versão modificada a tarefa é a mesma, mas associada a uma tarefa cognitiva. (Podsiadlo D e Richardson S, 1991)

A escala de Equilíbrio de *Berg*, é composta por 14 tarefas as quais o participante foi solicitado a realizar. A investigadora principal avaliou o participante em cada tarefa utilizando uma escala de marcação de 0 a 4, onde 0 significa incapaz e 4 significa capaz de realizar sem dificuldade. Inicialmente utilizada para avaliar o risco de quedas em adultos mais velhos, porém tem sido actualmente mais utilizada em pacientes após AVE. *Berg et al* (1992), obtiveram, aplicando este instrumento a idosos, um elevado nível de confiança inter e intra-observador ( $ICC = 0,98$ ). (*Berg K et al*, 1992)

Utilizou-se também a Classificação Internacional da Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF). O objectivo geral da classificação é proporcionar uma linguagem unificada e padronizada assim como uma estrutura de trabalho para a descrição da saúde e de estados relacionados com a saúde. A CIF é utilizada para vários fins, por exemplo: como ferramenta estatística, como ferramenta de investigação, como ferramenta clínica, como uma ferramenta de política social e como uma ferramenta pedagógica. Neste estudo vai ser utilizada numa perspectiva clínica. A CIF permite descrever situações relacionadas com a funcionalidade do ser humano e as suas restrições e serve como enquadramento para organizar esta informação.

O controlo postural é frequentemente caracterizado pela avaliação do comportamento (principalmente da oscilação) do corpo durante a postura ortostática. A técnica utilizada para medir a oscilação do corpo ou de uma variável associada a essa oscilação é a posturografia. A medida posturográfica mais utilizada na avaliação do controlo postural é o CP. O CP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte. (*Duarte M e Freitas S*, 2010)

Para a avaliação da tarefa em estudo (controlo postural na posição ortostática), utilizou-se a PF, embutida no solo, Bertec Corporation, FP4060 (6171 Huntley Rd., Suite J, Columbus, OH 43229, USA), ligada a um amplificador BERTEC AM 6300, com ganhos pré definidos e uma frequência de amostragem de 100 Hz. O amplificador estava ligado a um conversor analógico digital (Biopac), o qual permite uma análise estabilométrica da carga de pressão e tempo de contacto com o solo em posição ortostática.



**Figura I – Plataforma de forças utilizada para a análise biomecânica do controlo postural**

Este estava ligado a um computador, onde foi registado, o comportamento da força de reacção ao solo e oscilações antero - posteriores (a – p) e médio – laterais (m – l), sinais obtidos pela PF. A PF é um instrumento válido e fiável, apresentando um ICC>0,90. (Campanini L e Merlo A, 2009)

A recolha dos dados foi realizado no software *Acqknowledge* v3.8.2, o tratamento e representação gráfica foram elaborados em *Matlab R* 2010.

Para a avaliação clínica, utilizou-se uma máquina de filmar Samsung, para avaliar/demonstrar os componentes do movimento. Para a intervenção clínica, recorreu-se a todo o material disponível (colchão, rolos, bolas, mesa de apoio) no serviço de fisioterapia.

### **III. Procedimentos**

#### **Avaliação**

Realizou-se a avaliação dos componentes do movimento, através da observação da distribuição da carga na base de suporte, alinhamentos dos segmentos articulares e musculares e ainda o nível de actividade, num momento (postura). Esta avaliação realizou-se com os participantes sentados e na posição ortostática. A avaliação foi realizada no horário de intervenção do participante, por duas fisioterapeutas com pelo menos 6 anos de experiência na área da neurologia. A avaliação ocorreu em dois

momentos distintos: momento em que foi avaliado e iniciou o plano de intervenção ( $M_0$ ) e o momento após o plano de intervenção ( $M_1$ ), entre estes 2 momentos decorreram 13 semanas. Seguiu-se a definição do principal problema e da hipótese clínica para cada um dos participantes e foram traçadas estratégias e procedimentos de intervenção em fisioterapia. (Paeth B, 2001; Umphred D, 2004; Raine S et al, 2009)

A aplicação das escalas/teste (MMSE, IBM, PASS, *Timed Up & Go* e *Timed Up & Go* Modificada) ocorreu em  $M_0$  e  $M_1$ , pela investigadora principal.

A avaliação na PF da postura ortostática realizou-se no Centro de Estudos do Movimento e Actividade Humana (CEMAH) da Escola Superior da Saúde do Porto, conforme disponibilidade do laboratório e do investigador responsável pela medição (Professor Rubim Santos).

No momento prévio à recolha de dados, os participantes passaram por um período de adaptação ao equipamento, minimizando, desta forma, alterações devido à não habituação ao meio. (Campos O et al, 2002)

Foram criadas previamente condições ambientais necessárias para a avaliação, nomeadamente ruídos sonoros (tentou-se fazer o máximo silêncio), já que a atenção do participante é um factor que interfere na avaliação do controlo postural. (Duarte M e Freitas S, 2010)

Para cada condição de avaliação “olhos abertos - calçado”, “olhos fechados - calçado”, “olhos abertos – descalço” e “olhos fechados – descalço”, foram feitas 3 repetições, registando-se a melhor. Segundo a literatura, recomenda-se que sejam feitas de 2 a 4 repetições, no entanto, várias repetições da mesma tarefa podem provocar um efeito de aprendizagem resultando numa redução da oscilação corporal, e em casos mais extremos, um grande número de repetições da mesma tarefa pode levar a fadiga e, consequentemente, ao aumento da oscilação corporal. O tempo de recolha de cada condição de avaliação foi de 25 segundos, intercalados, por um período padrão de descanso de um minuto. (Rose J et al, 2002; Duarte M e Freitas S, 2010)

A padronização do posicionamento dos pés foi garantida através da utilização de uma posição confortável escolhida pelo participante, desde que, a distância entre os pés não excedesse a largura dos ombros. Procedeu-se à medição da base de suporte, quando o participante estava descalço, para que os pontos de referência fossem mais precisos.

Foi realizado o mesmo procedimento para  $M_0$  e  $M_1$  (utilizados os mesmos valores). No momento da recolha, os participantes foram esclarecidos e orientados para a tarefa que iriam realizar. (Duarte M e Freitas S, 2010)



A principal grandeza física medida neste estudo foi o CP, sendo este o ponto de aplicação da resultante das forças verticais actuando na superfície de apoio. Esta, através dos tradutores de força é capaz de recolher 3 componentes ortogonais da força aplicada  $F_y$ ,  $F_x$  e  $F_z$  (eixos médio - lateral, antero - posterior e vertical, respectivamente) e do momento da força  $M_y$ ,  $M_x$  e  $M_z$  (direcção médio - lateral, antero - posterior e vertical, respectivamente), os sinais da força aplicada e momento da força forma utilizadas para calcular o CP de cada participante. Este programa permitiu identificar a área total do CP (estima a dispersão dos dados do CP pelo calculo da área do estabilograma), distância total do CP (distância entre o deslocamento máximo e mínimo do CP em cada direcção) e a velocidade do centro de aplicação (determina a rapidez dos deslocamentos do CP), assim como, tradução desses valores em gráficos, o estatocinesigrama (mapa do CP na direcção a - p e m - l) e o estabilograma (representa um série temporal do CP em cada uma das direcções, a - p e m - l). Neste estudo foram demonstrados os valores do desvio padrão e velocidade em a - p e m - l e a área de deslocamento do CP. (Winter D, 1995)

## **Intervenção**

A intervenção realizada nos dois participantes teve uma frequência de cinco vezes por semana e duração média de 45 minutos. Esta foi realizada essencialmente por uma fisioterapeuta (excepto quando envolvia tarefas mais complexas, em que participavam na intervenção duas fisioterapeutas) com experiencia na área da reabilitação neurológica.

Na tabela II, estão definidos, o principal problema e hipótese de trabalho para os dois participantes do estudo, traçados em  $M_0$ .

**Tabela II – Principal problema e hipótese de trabalho para o participante A e B no momento inicial (M<sub>0</sub>)**

	<b>Imagem</b>	<b>Principal problema</b>	<b>Hipótese de trabalho</b>
<b>Participante A</b>		Diminuição da actividade dos músculos estabilizadores da coxo-femural direita.	A diminuição da actividade dos músculos estabilizadores da coxo-femural direita, interfere com o recrutamento da actividade do grande e médio glúteo. Isto origina uma alteração agonista-antagonista, uma enervação recíproca dos estabilizadores anteriores e posteriores da coxa, interferindo assim com a estabilidade da articulação, a habilidade em se manter em ortostatismo, podendo resultar em perda da capacidade funcional da marcha.
<b>Participante B</b>		Diminuição da actividade proximal do membro superior direito	A diminuição da actividade do membro superior direito, interfere na estabilidade proximal da cintura escapular. A cintura escapular relaciona-se com a cintura pélvica através do tronco, influenciando a sua actividade e perturbando a posição ortostática e consequentemente a marcha.

Nas tabelas III e IV, estão descritos, o plano de intervenção e estratégias elaboradas, tendo em conta as necessidades e expectativas para cada participante do estudo ao longo de 13 semanas.

Avaliação da posição ortostática em PF de dois indivíduos com AVE antes e após uma intervenção baseada no conceito do *Bobath*

**Tabela III – Plano de intervenção realizada nos diferentes momentos de avaliação (M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub>) no participante A**

Participante A	
Estratégias	Procedimentos
Conjunto postural de decúbito dorsal e membro inferior direito em flexão e abdução	Procedeu-se ao alinhamento dos adutores e recto femural através da informação somatossensorial sobre os mesmos.
	Recrutou-se actividade muscular, médio e grande glúteo, rectofemural e adutores, através da área-chave coxo-femural.
Sequência de movimento do conjunto postural sentado para o conjunto postural ortostático (toda a sequência)	Potenciou-se a mobilidade do tronco inferior, sobre os membros inferiores.
Conjunto postural ortostático	Promoveu-se a distribuição activa da carga na base de suporte recorrendo à área-chave coxo-femural.

**Tabela IV – Plano de intervenção realizada nos diferentes momentos de avaliação (M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub>) no participante B**

Participante B	
Estratégias	Procedimentos
Conjunto postural de sentada no colchão elevado.	Após promover o alinhamento e a simetria do tronco inferior, utilizou-se a informação somatossensorial na inserção dos isquiotibiais direitos.
Conjunto postural de sentada no colchão elevado, com toalha na tuberosidade isquiática direita, e membros superiores com um ponto de estabilidade antero-lateral ao nível da cintura escapular.	Recrutou-se a actividade do músculo abdominal e dorsal, através da informação sensorial sobre os mesmos, com o objectivo de promover um controlo de tronco activo em extensão.
	Promover a mobilidade do tronco sobre os membros superiores.

Conjunto postural de sentada, no colchão elevado, com toalha na tuberosidade isquiática	Recorreu-se às áreas chave, ombro e mão, para melhorar a rotação externa e abdução da glenoumeral, muito importantes para conseguir uma extensão completa da articulação.
Sequência do movimento do conjunto postural de sentada para o conjunto postural ortostático, com a fisioterapeuta a manter o alinhamento do membro superior, eliminando a acção da gravidade.	Promoveu-se a transferência de carga para os membros inferiores, no sentido anterior.
Conjunto postural de pé, com membro superior direito, apoiado numa marquesa, numa posição lateral elevada.	Potenciou-se a relação da actividade do tronco inferior e membros inferiores, utilizando como área-chave coxo-femural.

## Ética

O estudo foi conduzido no Hospital S. Sebastião, depois de aprovado pela Comissão de Ética do próprio hospital.


Os participantes do estudo foram convidados a participar no estudo pela investigadora principal. Foram esclarecidos acerca dos objectivos e procedimentos do estudo, sendo informados que a qualquer momento o poderiam abandonar sem qualquer prejuízo. Após aceitação, os participantes deram o seu consentimento informando e assinando a declaração de consentimento, informado segundo o modelo de Helsínquia (1964). Foram assegurados os procedimentos de confidencialidade de todos os dados.

Como parte dos procedimentos do estudo, procedeu-se à recolha de imagens por parte da investigadora principal. Os participantes consentiram por escrito a recolha e armazenamento de imagem, sendo garantida a confidencialidade, a manutenção do anonimato na imagem e na referenciação.

#### IV. Resultados




Durante o estudo procedeu-se ao registo observacional das componentes de movimento, em  $M_0$  e  $M_1$ , nos dois participantes (A e B) respectivamente. Foram recolhidos num conjunto postural sentado e ortostático, antes e após o programa de intervenção em fisioterapia, como se verifica na tabela V.

**Tabela V – Registo observacional, dos componentes do movimento, no conjunto postural sentado e ortostático, para os 2 participantes, em ambos os momentos**




Participante	Momento	Componentes do movimento
<b>A</b>   Conjunto postural sentado	$M_0$	Predomínio de carga à direita e posterior;  Não consegue recrutar actividade suficiente ao nível da pélvis;  Rotação externa e abdução do fémur de ambos os membros;  Alteração de alinhamento do joelho e pé direito, em relação à pélvis e cintura escapular;  Calcanhar direito mais aproximado da linha média do que o esquerdo;  Diminuição da actividade no pé e coxo femural direita;
	$M_1$	Base de suporte menos alargada em relação a $M_0$ , com predomínio da carga para o membro inferior direito; Calcanhar esquerdo mais aproximado da linha média;  Rotação externa da coxo-femural direita.



Avaliação da posição ortostática em PF de dois indivíduos com AVE antes e após uma intervenção baseada no conceito do *Bobath*

	 <p>Conjunto postural ortostático</p>	M <sub>0</sub>	<p>Base de suporte ligeiramente alargada, com predomínio da carga à esquerda.</p> <p>Assimetria a nível do tronco, lado direito afasta-se da linha média;</p> <p>Diminuição da actividade da coxa – femoral direita;</p> <p>Diminuição da actividade no membro inferior direito.</p>
	 <p>Conjunto postural ortostático</p>	M <sub>1</sub>	<p>Base de suporte menos alargada em relação a M<sub>0</sub>;</p> <p>Melhor transferência de carga para o MID.</p>
B	 <p>Conjunto postural sentado</p>	M <sub>0</sub>	<p>Predomínio da carga no lado esquerdo; Base de suporte alargada;</p> <p>Cintura escapular assimétrica, ombro direito anteriorizado e em depressão em comparação com o esquerdo;</p> <p>Hemi-pélvis direita posteriorizada;</p> <p>Membro inferior direito com alterações de alinhamento;</p> <p>Membro inferior direito com diminuição de actividade ao nível proximal.</p>

Avaliação da posição ortostática em PF de dois indivíduos com AVE antes e após uma intervenção baseada no conceito do *Bobath*

	 <p>Conjunto postural sentado</p>	M <sub>1</sub>	<p>Predomínio da carga no hemicorpo direito;</p> <p>Base de suporte sem alterações;</p> <p>Assimetria de cintura escapular;</p> <p>Ligeira flexão lateral do tronco direito;</p> <p>Membro superior direito com alteração de actividade, ao nível proximal.</p>
	 <p>Conjunto postural ortostático</p>	M <sub>0</sub>	<p>Predomínio da carga no lado esquerdo;</p> <p>Base de suporte alargada, provocada pelo afastamento do membro inferior direito da linha média;</p> <p>Membro inferior direito em abdução e ligeira rotação da coxo-femural;</p> <p>Alteração de actividade na coxo-femural direito, ao nível proximal.</p>
	 <p>Conjunto postural ortostático</p>	M <sub>1</sub>	<p>Simetria da distribuição da carga na base de suporte;</p> <p>Base de suporte mais estreita comparativamente com M<sub>0</sub>;</p> <p>Ombro direito ligeiramente em depressão comparativamente com o ombro esquerdo;</p> <p>Ligeira flexão do tronco direito;</p> <p>Membros inferiores aparentemente alinhados e simétricos;</p> <p>Diminuição da actividade no membro superior direito mais acentuada ao nível proximal.</p>

A tabela VI demonstra o resultado das escalas/ teste, nos 2 participantes em ambos os momentos de avaliação.

Tabela VI - Resultados das escalas/ testes aplicados aos 2 participantes, em ambos os momentos de avaliação.

Escalas / Teste	Participante	Momentos	
		M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub>
MMSE	A	30 Pontos	30 Pontos
	B	30 Pontos	30 Pontos
IBM	A	78 Pontos	100 Pontos
	B	65 Pontos	100 Pontos
PASS	A	21 Pontos	33 Pontos
	B	26 Pontos	34 Pontos
Timed Up and Go	A	15"13" - 1 Tarefa	13"27" - 1 Tarefa
	B	24"13" - 1 Tarefa	13"88" - 1 Tarefa
Timed Up and Go – Modificado	A	19"08" - 1 Tarefa + tarefa cognitiva	13"27" - 1 Tarefa + tarefa cognitiva
	B	29"60" - 1 Tarefa + tarefa cognitiva	17"64" - 1 Tarefa + tarefa cognitiva
Escala de Berg	A	48 Pontos	54 Pontos
	B	30 Pontos	50 Pontos

A CIF é uma ferramenta útil para avaliar de uma forma sistemática, todos os níveis da função. Na tabela VII verificamos as funções, actividades e participação relacionadas com o estudo.

**Tabela VII – Resultado da CIF , das funções e actividades e participação em ambos os participantes.**

		<b>Participante A</b>		<b>Participante B</b>	
		Qualificador		Qualificador	
		M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub>	M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub>
<b>Funções</b>	Funções relacionadas com o controlo do movimento voluntário (b760)	2	1	2	1
	Funções relacionadas com reacções motoras involuntárias (b755) – Funções relacionadas com reacções posturais, reacções de ajustamento do corpo, reacções de equilíbrio, reacções de apoio.	2	1	2	1
<b>Actividade/ Participação</b>	Manter a posição do corpo (d415) – Permanecer em pé (d4154)	2	1	2	1
	Mudar as posições básicas do corpo (d410) – Mudar o centro de gravidade do corpo (d4106)	2	0	2	1

No sentido de caracterizar o controlo postural, antes e após programa de intervenção, realizou-se a análise do CP (área, desvio – padrão e velocidade) na postura ortostática. Foram utilizadas as mesmas medidas da base suporte em M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub>, para o participante A e B respectivamente, como se visualiza na figura II.

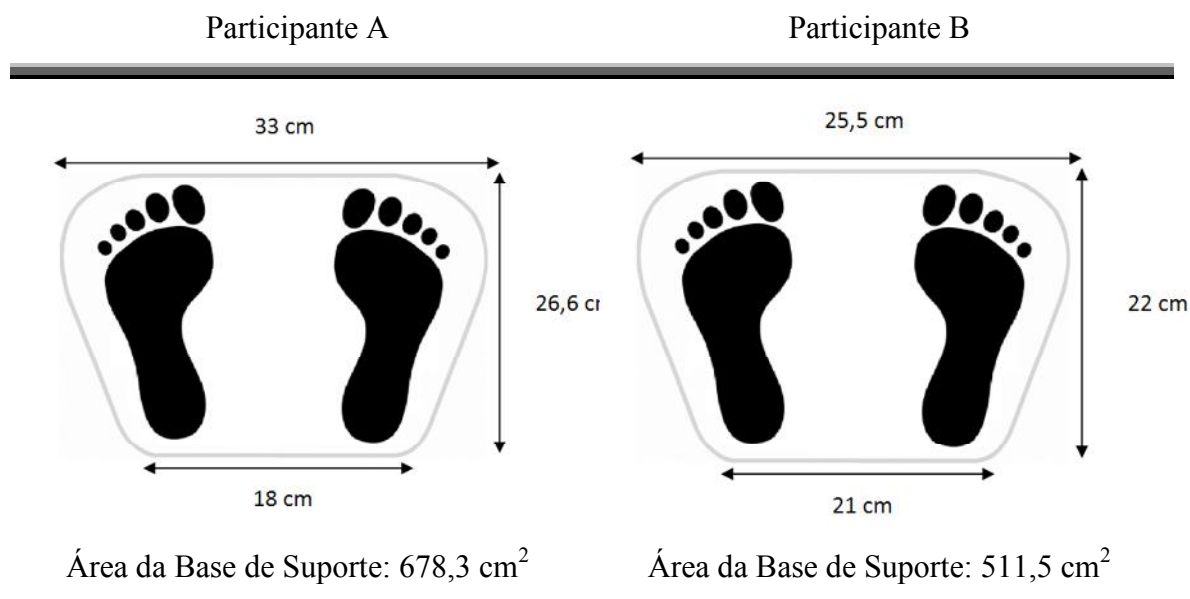


Figura II- Resultado da avaliação da base de suporte nos dois participantes

Nos seguintes tabelas VIII e IX, observa-se o resultado das áreas de deslocamento do CP, dos dois participantes nos dois momentos de avaliação ( $M_0$  e  $M_1$ ), respectivamente às diferentes condições de avaliação.

Tabela VIII – Resultado da área de deslocamento do CP (cm<sup>2</sup>), na condição de avaliação “olhos abertos - calçado” e “olhos abertos – descalço”, em  $M_0$  e  $M_1$  nos dois participantes.

Condição de avaliação	Olhos abertos							
	Calçado				Descalço			
Participante	A		B		A		B	
Momento	$M_0$	$M_1$	$M_0$	$M_1$	$M_0$	$M_1$	$M_0$	$M_1$
Area do CP (cm <sup>2</sup> )	1,364	2,796	1,892	2,979	0,758	0,727	3,064	1,952

Avaliação da posição ortostática em PF de dois indivíduos com AVE antes e após uma intervenção baseada no conceito do *Bobath*

**Tabela IX - Resultado da área de deslocamento do CP (cm<sup>2</sup>), na condição de avaliação, “olhos fechados – calçado” e “olhos fechados – descalço”, em M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub> nos dois participantes.**

Condição de avaliação	Olhos fechados							
	Calçado				Descalço			
Participante	A		B		A		B	
Momento	M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub>	M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub>	M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub>	M <sub>0</sub>	M <sub>1</sub>
Area do CP (cm <sup>2</sup> )	2,360	2,998	2,232	4,392	1,347	2,388	1,652	1,016

Nos seguintes tabelas X e XI, observa-se o resultado do desvio – padrão, na posição antero – posterior e médio – lateral respectivamente, dos dois participantes em ambos os momentos de avaliação (M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub>), referentes às diferentes condições de avaliação.

**Tabela X – Resultado do desvio padrão, na posição a – p (cm), para todas as condições de avaliação.**

Participante	Momento	Condição de avaliação			
		Olhos Abertos		Olhos Fechados	
		Calçado	Descalço	Calçado	Descalço
A	M <sub>0</sub>	0,201	0,118	0,308	0,158
	M <sub>1</sub>	0,500	0,165	0,398	0,373
B	M <sub>0</sub>	0,252	0,282	0,274	0,230
	M <sub>1</sub>	0,310	0,276	0,471	0,172

**Tabela XI - Resultado do desvio padrão, na posição m - l (cm), para todas as condições de avaliação.**

Participante	Momento	Condição de avaliação			
		Olhos Abertos		Olhos Fechados	
		Calçado	Descalço	Calçado	Descalço
A	M <sub>0</sub>	0,370	0,354	0,425	0,475
	M <sub>1</sub>	0,473	0,236	0,463	0,416
B	M <sub>0</sub>	0,454	0,584	0,462	0,389
	M <sub>1</sub>	0,517	0,381	0,583	0,342

Nas tabelas XII e XIII, observa-se o resultado da velocidade de deslocação do CP, na posição antero – posterior e médio – lateral respectivamente, dos dois participantes em ambos os momentos de avaliação (M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub>), referentes às diferentes condições de avaliação.

**Tabela XII - Resultado da velocidade de deslocamento do CP, na posição a – p (cm/s), para todas as condições de avaliação.**

Participante	Momento	Condição de avaliação			
		Olhos Abertos		Olhos Fechados	
		Calçado	Descalço	Calçado	Descalço
A	M <sub>0</sub>	0,886	2,562	2,689	2,984
	M <sub>1</sub>	0,532	3,815	1,757	2,525
B	M <sub>0</sub>	2,507	4,367	2,821	4,100
	M <sub>1</sub>	1,072	0,262	0,769	0,265

**Tabela XIII - Resultado da velocidade de deslocamento do CP, na posição m - l (cm/s), para todas as condições de avaliação.**

Participante	Momento	Condição de avaliação			
		Olhos Abertos		Olhos Fechados	
		Calçado	Descalço	Calçado	Descalço
A	M <sub>0</sub>	6,524	3,108	6,387	3,444
	M <sub>1</sub>	6,218	7,806	1,927	3,839
B	M <sub>0</sub>	0,467	1,150	0,351	1,434
	M <sub>1</sub>	0,404	8,054	0,505	7,891

## V. Discussão

A intervenção baseada no conceito de *Bobath*, aborda o indivíduo de forma individualizada e relaciona-o com o meio à sua volta. É uma abordagem centrada na resolução de problemas dos indivíduos com disfunções do movimento, função e controlo postural resultantes de lesões do SNC. Através da utilização deste conceito é possível, introduzir estímulos somato - sensoriais e correcções de padrões alterados de movimento, com vista a potenciar a recuperação funcional que ocorre após lesão. Após uma lesão no SNC, ocorrem modificações em diferentes regiões deste, que podem ser decorrentes de interrupção da aferência dos neurónios, modificações sinápticas, mudanças na excitabilidade das membranas, formação de novas conexões ou libertação de conexões já existentes. (Jones E e Pons T, 1998; Raine S et al, 2009)

Actualmente o controlo postural é visto como o resultado de uma relação complexa e dinâmica entre o sistema sensorial e sistema motor. De facto, após lesão, a reorganização e remodelação que ocorre no SNC lesado, está directamente ligada aos estímulos e experiências que o indivíduo vive, influenciando o curso natural da recuperação e consequentemente do movimento e do controlo motor. Quanto mais precisa for a reorganização das conexões restauradas, mais eficiente será a recuperação da função. Outro factor importante e relacionado com os estímulos é o tempo em que o mesmo é introduzido, está comprovado que o início precoce influencia a evolução da recuperação, previne complicações e tem um impacto biopsicossocial benéfico. (Jones E e Pons T, 1998; Kollen B et al, 2005; Júnior P e Barela J, 2006)

Tal recuperação destina-se mais à reabilitação da função, do que à reparação de uma estrutura que se encontra irremediavelmente perdida. A reabilitação fará sentido, se com ela se obtiverem ganhos funcionais e de independência que retomem, ou mesmo excedam o nível pré-lesão. Segundo a literatura, a função motora dos indivíduos, quando realizam um programa de intervenção evolui positivamente. Longos períodos de espera, para iniciar as intervenções, ou até mesmo não as realizar, durante o período hospitalar, têm um impacto negativo na função motora e consequentemente na sua funcionalidade. (Kollen B et al, 2005; Benvegnu et al, 2008; Polese J et al, 2008; Raine S et al, 2009)



Entre as funções perdidas, o controlo motor, direccionado à manutenção e orientação do equilíbrio estático e dinâmico, é provavelmente um dos componentes mais determinantes para os objectivos, pela sua capacidade de estabelecer actividade muscular. (Barela J, 2000; Eng J, Shu K, 2002; Júnior P, Barela J, 2006; Mochizuki L e Amadio A, 2006)

A manutenção do equilíbrio estático, avaliado em PF e analisado pela área de deslocação do CP, sugere-nos para uma forte relação entre informação sensorial e actividade motora. (Barela J, 2000; Duarte M e Freitas S, 2010)

É interessante notar que no estudo de Pay et al, realizado em 14 pacientes pós AVE, a incapacidade principal detectada quando estes pacientes falhavam a colocação em equilíbrio unipodal sobre o membro afectado, residia na inabilidade que demonstravam em transferir carga para o lado lesado. A mesma tendência é revelada no estudo de Eng J e Shu K, que observou em 15 pacientes com AVE, a mesma inabilidade, sobretudo nas tarefas que envolviam passar do conjunto postural de sentado para o conjunto postural ortostático e na transferência de carga anteriormente. Em ambos os estudos, uma das propostas explicativas, residia no facto de estes indivíduos apresentarem défices no input sensorial que servia o SNC para parametrizar os limites para a realização da tarefa e manutenção do CP dentro dos limites de estabilidade. (Layne S e Abraham D, 1991; Pay Y, 1994; Eng J, Shu K, 2002)

Sendo a oscilação postural o movimento correctivo resultante do controlo da posição corporal, reflecte a resposta do corpo para manter o equilíbrio. O aumento da oscilação postural em amplitude, relacionado com o aumento de velocidade, estará associado a um menor controlo postural. (Rogers M et al, 2001)

Mais do que a função perdida, o controlo motor, intervindo num contexto e direccionado a um objectivo, possibilita que o individuo tenha independência funcional, tornando-o capaz de participar em actividades relevantes para si. (Maulden S et al, 2005)

Como tal, foi objectivo de estudo, verificar as modificações no âmbito do controlo postural, através da migração do CP na base de suporte, face à aplicação de uma intervenção baseada no conceito de *Bobath*, e se a mesma teria algum impacto em termos de equilíbrio estático, indiciando impacto no equilíbrio dinâmico. Foi também

determinante avaliar se essa intervenção teria relevância para as diferentes dimensões dos indivíduos, que tinham partido de uma fase aguda pós - AVE.

À luz da literatura, para indivíduos saudáveis, entende-se que um aumento da área de deslocamento do CP traduz uma maior instabilidade. Isto não se verifica nos participantes deste estudo. O facto de apresentarem uma patologia tão específica condiciona esta variável, fazendo com que o aumento da mesma, signifique uma notória melhoria. A maior área do deslocamento CP, traduz uma melhor capacidade do participante em distribuir melhor a carga, potenciando a simetria corporal. Em M<sub>0</sub>, os participantes exerciam maior carga sobre o lado menos afectado, como podemos comprovar através das imagens referentes a M<sub>0</sub>, na tabela 5. (Pay Y et al, 1994; Eng J e Shu K, 2002)

Suntentada na área de deslocamento do CP, pode ser verificado que, houve uma evolução ao nível da posição ortostática, ou seja, entre a primeira e a segunda avaliação, em que se observe, um aumento dessa mesma área.

Contudo, apresentam-se dois casos particulares, tanto para o participante A, como para o B, para as condições “olhos abertos e descalço” e “olhos fechados e descalço”. Para as duas condições referidas, a área de deslocamento do CP diminuiu, evidenciando, uma relação entre as mesmas e o facto dos participantes se encontrarem descalços. A explicação para tais valores, pode ser obtida com a ajuda tanto do estabilograma, como do estatocinesigrama que se encontram em anexo. Analisando estas duas representações gráficas é notório que existe uma grande deriva, não só médio – lateral, como também antero – posterior, caracterizadas por uma simetria de grandes amplitudes. Uma possível interpretação, sugere que ambos os participantes, nesta condição, por se sentirem mais confiantes, tentaram distribuir, de uma forma mais simétrica, o peso do seu corpo. No entanto, o seu débil equilíbrio e capacidade de responder com qualidade às oscilações, fizeram aumentar a amplitude da oscilação, tanto médio – lateral como antero – posteriormente. Desta forma foi possível identificar uma excessiva resposta ao estímulo, ou seja, o participante, ao sentir uma instabilidade numa determinada direcção, executava uma reacção demasiado grande na direcção oposta, replicando, por vezes, uma maior instabilidade nessa direcção. (Costa M et al, 2006)

Quanto às velocidades, temos dois casos distintos, a velocidade antero – posterior e a velocidade médio – lateral, pois a sua evolução, entre momentos de avaliação, manifesta-se de diferentes formas.

Em relação à orientação antero – posterior do CP, constatamos uma diminuição da velocidade entre os momentos de avaliação. Esta diminuição é um indicativo de um melhor controlo postural, estando consequentemente relacionada com uma menor quantidade de trabalho para a manutenção da postura ortostática. Contudo, quanto à velocidade, médio – lateral, verifica-se um aumento entre os dois momentos de avaliação. No entanto, este aumento, não reflecte um acréscimo da quantidade de trabalho necessário, para a manutenção da postura ortostática, como pode comprovar a diferença da amplitude oscilatória entre os momentos. Este aumento, reflecte sim, uma maior capacidade de resposta às oscilações média – laterais ainda presentes nos participantes, em M<sub>1</sub>. Comparando entre momentos com a ajuda dos estabilogramas, são visíveis, tanto a diminuição do valor das amplitudes máximas, bem como a diminuição do período do sinal, comprovando-se, desta forma, que o aumento da velocidade médio - lateral, para estes casos patológicos, traduziu-se numa melhoria do controlo postural.

Outro indicador que foi utilizado para avaliar a evolução entre momentos, foi o desvio padrão, que fornece informações do desvio de cada deslocamento em relação à média de deslocamentos, de desvios, antero – posterior e médio - lateral. Analisando a evolução deste indicador, são encontrados valores não consistentes. Entre M<sub>0</sub> e M<sub>1</sub>, na condição de “calçado”, quer seja em “olhos abertos” ou “olhos fechados”, o desvio padrão sofre um aumento. A par disso, na condição de “descalço”, quer seja em “olhos abertos” ou “olhos fechados”, o desvio padrão experimenta um decréscimo. O comportamento deste indicador é consistente, tanto para as oscilações antero – posteriores como para as médio – laterais. Podemos ainda verificar que, para qualquer um dos participantes, o desvio padrão na condição de “descalço”, variando qualquer uma das outras condições, é menor do que na condição “calçado”. É de notar ainda, que para o participante A, o desvio padrão mínimo em qualquer um dos momentos é normalmente verificado para a condição de “olhos abertos” e “descalço”. Por outro lado, esta condição mínima verifica-se, no participante B, para a condição de “olhos fechados” e “descalço”.

Quer o tamanho amostral, quer a variabilidade entre sujeitos impedem a validação da consistência e reprodutibilidade das medidas.

Como verificado no estudo, a posição do CP, varia bidimensionalmente (médio – lateral e anterior – posterior). Essas oscilações são decorrentes da dificuldade em manter os segmentos corporais alinhados entre si, sobre uma base de suporte restrita, utilizando um sistema muscular esquelético com o objectivo de produzir forças que variam ao longo do tempo. Desta forma, quando temos indivíduos com lesão no SNC, com alteração das vias sensoriais ascendentes e tratos motores descendentes, nomeadamente o trato espinocerebelar e corticoespinal medial respectivamente, vamos verificar que as oscilações têm uma maior amplitude. (Barela J, 2000; Paci M, 2003; Lundy-Ekman L, 2008)

Consequentemente, movimentos de pequena amplitude do centro de pressão, reflectem “bom controlo do equilíbrio”, enquanto deslocções de grande amplitude, reflectem um “débil controlo de equilíbrio”.(Shumway-cook e woollacott 2001)

Apesar de haver lesão, esta não é um factor decisivo ao ponto de impedir a integração, da informação sensorial periférica e do seu uso na manutenção da posição de equilíbrio. Quer isto dizer que os participantes, independentemente da sua lesão obtiveram melhores resultados descalços, o que sugere que utilizaram preferencialmente, a informação periférica na manutenção do equilíbrio estático. Evidencia-se assim, que a qualidade das aferências se sobrepõe a qualquer outra variação de condição de medição. (Barela J, 2000; Costa M et al, 2006; Júnior P e Barela P, 2006; Mochizuki L e Amadio A, 2006)

Tal está de acordo com os autores Barela J (2000), Mochizuki L e Amadio A (2006) Junior P e Barela J (2006) que indicam que mais do que qualquer outro factor, a qualidade e quantidade das aferências determinam a eficiência da resposta do controlo motor.

No registo observacional das componentes de movimento, realizada em M<sub>1</sub>, em ambos os participantes, verificou-se uma maior simetria da distribuição de carga na base de suporte e um melhor alinhamento dos segmentos corporais. Neste sentido, os resultados obtidos aparentam indicar que a intervenção conseguiu melhorar não só as deslocções no centro de pressão, com um impacto transferível para a prevenção de

quedas, equilíbrio estático e dinâmico, como se conseguiu introduzir mudanças positivas na independência, funcionalidade e qualidade de movimentos, como demonstrado pelos instrumentos adicionais utilizados. (Raine S et al, 2009)

Em ambos os participantes, entre os momentos de avaliação, houve um aumento do controlo postural, independência funcional e mobilidade, segundo as diferentes escalas de avaliação: *Berg*, Índice de *Barthel* modificado, *Timed Up & Go* e *Timed Up & Go Modificado*, PASS e CIF. Estes resultados aparentam interligar a modificação positiva que ocorreu no controlo motor com as actividades e participação do indivíduo. Isto sugere-nos, que os ganhos obtidos com a intervenção, transpõem as fronteiras do tratamento e têm impacto na vida social do indivíduo, manifestando-se na melhor prevenção de quedas, autonomia e status emocional. (Raine S et al, 2009)

A aplicação do MMSE, permitiu controlar o potencial viés inerente aos efeitos prováveis, que a disfunção cognitiva tem no controlo motor, na aquisição de competências e no potencial de recuperação destes participantes. Por outro lado a inexistência de um grupo de controlo, não sujeito a intervenção, limita fortemente as conclusões possíveis de retirar deste estudo, já que não é possível atribuir à intervenção, a modificação ocorrida nas variáveis de interesse, podendo ter sido verificadas diferenças entre momentos pela natural recuperação do quadro clínico.

Adicionalmente, o facto do desenho de estudo só ter admitido dois participantes, limita fortemente a validade externa do mesmo, não sendo possível concluir ou formular hipóteses transferíveis para a restante população. Isto não aparenta ser um factor impeditivo face ao objectivo do estudo, já que a variabilidade da população, da qual foi retirada esta amostra, impede um processo de amostragem representativo que validasse conclusões externas.

Por fim, a não possibilidade de realizar estatística inferencial aos resultados obtidos, permite apenas quantificar as melhorias qualitativamente, sem relação causa-efeito implícita.

É no entanto de realçar, que a aplicação de medidas objectivas e de confrontação dos resultados obtidos, permite verificar minimamente uma potencial, sobre uma potencial evolução no controlo postural destes indivíduos.

Esta evolução, traduz-se num impacto multidimensional, devendo-se potencialmente a uma intervenção em contexto agudo baseada no conceito de *Bobath*.

Sugere-se como tal, futuramente, a continuação da aplicação de medidas objectivas, de estudos verdadeiramente controlados, e de padronização efectiva de quadros clínicos, neurológicos e de intervenção, passíveis de responder sobre a verdadeira eficácia clínica da intervenção baseado no conceito de *Bobath*.

## VI. Conclusão

O objectivo principal do estudo foi verificar as modificações no âmbito do controlo postural, através da migração do centro de pressão na base de suporte, face à aplicação de uma intervenção segundo a abordagem baseada no conceito de *Bobath*, em dois indivíduos com AVE. Os resultados obtidos indiciam que, entre o primeiro e o último momento de avaliação, os participantes experimentaram uma evolução positiva, traduzindo-se genericamente no aumento da área de deslocamento do CP; na diminuição, tanto das amplitudes máximas de oscilação como na frequência com que ocorrem e também na diminuição do desvio padrão dessas mesmas oscilações, principalmente na condição “descalço” onde a informação sensorial se encontra enriquecida.

Pretendia-se ainda verificar as repercussões no equilíbrio e funcionalidade dos participantes. Observou-se uma melhoria qualitativa e quantitativa nessas dimensões dos participantes, entre momentos de avaliação.

Pode ser concluído, como tal, que a intervenção segundo o conceito de *Bobath* aparenta introduzir os estímulos necessários à reorganização funcional do SNC lesado, produzindo potenciais melhorias de equilíbrio e funcionalidade, não sendo possível, de acordo com o desenho de estudo, provar esta associação.

## VII. Bibliografia

- Barela J (2000). Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. *Revista Paulista de Educação Física*, 3: 78-88.
- Berg K, Wodd-Dauphinee S, William J, Maki B (1992). Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Canadian Journal of Public Health*, 83 (2): 7-11.
- Benvegnu A, Gomes L, Souza C, Cuadros T, Pavão L, Ávila S (2008). Avaliação da medida de independência funcional de indivíduos com sequelas de acidente vascular encefálico (AVE). *Revista Ciência e Saúde*, 1 (2): 71-77.
- Campanini I, Merlo A (2009). Reliability, smallest real difference and concurrent validity of indices computed from GRF components in gait of stroke patients. *Gait & Posture*, 30 (2): 127-131.
- Campos O, Hutten P, Freitas H, Mochizuki L (2002). Análise das alterações biomecânicas da força de reacção ao solo durante a adaptação da caminhada em esteira. *Revista Brasileira de Biomecânica*, 5: 13-17.
- Caneda M, Fernandes J, Almeida A, Mugnol F (2006). Confiabilidade de escalas de comprometimento neurológico em pacientes com acidente vascular encefálico. *Arquivos Neuropsiquiatria*, 64 (3-A): 690-697.
- Costa M, Bezerra P, Oliveira A (2006). Impacto da hemiparésia na simetria e na transferência de peso: repercussões no desempenho funcional. *Revista de Neurociências*, 14 (2): 10-13
- Duarte M (2000). Análise estabilográfica da postura erecta humana quasi-estática. Tese Douturamento – Escola de Educação Física e Esporte, USP, 86.
- Duarte M, Freitas S (2010). Revisão sobre a posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 14 (3): 183-92.
- Eng J, Shu K (2002). Reliability and Comparison of Weight-Bearing Ability During Standing Tasks for Individuals With Chronic Stroke. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 1138-1144.
- Fleiss J (1986). The Design and analysis of clinical experiments. ISBN 0-471-82047-4, Wiley-Interscience, New York.
- Folstein M, Folstein S, McHugh P (1975). "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of Psychiatric Research*, 12, 189-198.
- Guerreiro M et al (1994). Adaptação à população portuguesa na tradução da “Mini Mental State Examination” (MMSE). *Revista Portuguesa de Neurologia*, 1(9).
- Junior P, Barela L (2006). Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação da informação visual, *Revista Portuguesa Ciências do Desporto*, 6(1): 94-105.
- Jones E, Pons T (1998). Thalamic and brain stem contributions to large-scale plasticity of primate somatosensory cortex. *Science*, 282: 1121-1125.
- Kollen B, Port I, Lindeman E, Twisk J, Kwakkel G (2005). Predicting improvement in gait after stroke: a longitudinal prospective study. *Stroke*, 36: 2676-2680.
- Layne S, Abrahan D (1991). Interactions between automatic postural adjustments and anticipatory postural patterns accompanying voluntary movement. *Journal Neuroscience*, 61: 241-254.
- Lundy-Ekman L (2008). *Neurociência fundamentos para a reabilitação*, 3ª edição. ISBN: 978-85-352-2658-4, Elsevier, Rio de Janeiro.
- Maulden SA, Gassaway J, Horn SD, Smout RJ, Dejong G (2005). Timing of initiation of rehabilitation after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(12): 34-40.

Avaliação da posição ortostática em PF de dois indivíduos com AVE antes e após uma intervenção baseada no conceito do *Bobath*

- Menin B, Pollak P, Hommel M, Perret J (1992). Traitement de la spasticité par la toxine botulinique. *Revista Neural*, 148 (3): 212-214.
- Mochizuki L, Amadio A (2006). As informações sensoriais para o controle postural. *Fisioterapia em Movimento*, 19(2): 11-18.
- Meneghetti C, Delgado G, Pinto F, Canonici A, Gaino M (2009). Equilíbrio em indivíduos com acidente vascular encefálico: clínica escola de fisioterapia da uniararas. *Revista Neurociências*, 17 (1): 14-18.
- Oliveira F, Simpson M, Nadal J (1996). Calculation of área of stabilometric signals using principal component analysis. *Physiology Measures*, 17: 305-312.
- Paci M (2003). Physiotherapy based on the bobath concept for adults with post-stroke hemiplegia: a review of effectiveness studies. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 35: 2-7.
- Paeth B (2001). *Experiencias con el concepto de bobath*. ISBN: 84-7903-571-4. Editorial Medica Panamericana, Madrid.
- Pay Y, Rogers M, Hedman L, Hank T (1994). Alterations in weight-transfer capabilities in adults with hemiparesis. *Physical Therapy*, 74, 647-657.
- Podsiadlo D, Richardson S (1991). The timed up & go: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of American Geriatric Society*, 39 (2): 142-8
- Polese J, Tonial A, Jung F, Mazuco R, Oliveira S, Schuster R (2008). Avaliação da funcionalidade de indivíduos acometidos por acidente vascular encefálico. *Revista de Neurociências*, 16(3): 175-178.
- Raine S, Meadows L, Lynch-Ellerington M. (2009). *Bobath concept theory and clinical practice in neurological rehabilitation*. ISBN: 978-1-4051-7041-3, Blackwell, Oxford.
- Rose J, Wolff R, Jones K, Block A, Oehlert H, Gamble G (2002). Postural balance in children with cerebral palsy. *Developmental Med & Child Neurology*, 44: 58-63.
- Rogers M, Fernandez J, Bohlken R (2001). Training to reduce postural sway and increase functional reach in the elderly. *Journal of Occupation Rehabilitation*, 11(4): 291-298.
- Shumway-Cook A, Woollacott M (2001). *Motor control: Theory and practical applications*, 2<sup>nd</sup> ed. ISBN: 978-0683306439; Williams & Wilkins. U.S.A.
- Shumway-Cook A, Woollacott M (2007). *Motor control. Translating research into clinical practice*. ISBN: 978-0781766913; Williams & Wilkins. U.S.A.
- Vieira C, Fernandes S, Mimoso T (2008). Adaptação cultural e linguística e contributo para a validação da escala de avaliação postural para pacientes com sequelas de AVC (PASS). *Essfisionline*, 4 (1): 50- 62.
- Umphred D (2004). *Reabilitação Neurológica – 4ª edição*. ISBN: 85-204-1353-6. Manole, São Paulo.
- Winter D (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3: 193-214.
- Zatsiorsky V, Duarte M (2000). Rambling and trembling in quiet standing. *Motor Contro*, 4(2): 185-200.
- Zatsiorsky V (2002). *Kinematics of human motion*. Champaign, IL: Human Kinetics.